

Innervation, control and electromyography of the urinary bladder

Citation for published version (APA):

Kinder, M. V. (2001). *Innervation, control and electromyography of the urinary bladder*. [Doctoral Thesis, Maastricht University]. Universiteit Maastricht. <https://doi.org/10.26481/dis.20011130mk>

Document status and date:

Published: 01/01/2001

DOI:

[10.26481/dis.20011130mk](https://doi.org/10.26481/dis.20011130mk)

Document Version:

Publisher's PDF, also known as Version of record

Please check the document version of this publication:

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

www.umlib.nl/taverne-license

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

repository@maastrichtuniversity.nl

providing details and we will investigate your claim.

Summary

Summary

The introduction of this thesis showed that the voiding process (micturition) is a complicated process not yet completely understood. The complex biological situation as described in the literature showed differences in anatomical perception, for example, peripheral connections in humans are not well understood, while the possibilities for neuroanatomical and neurophysiological research are limited. Clinically, the current diagnostic techniques are unable to indicate selectively the origins of urinary tract dysfunction. Moreover, possibilities for electrical stimulation to test the integrity of neuronal pathways involved in micturition control are limited.

There is a variety of approaches in the study of the micturition process. Seemingly, a solution is to describe the complex organisation by system theory, providing a foundation for the design of mathematical models. The basic principles of mathematical modelling are easy to explain but difficult to carry out. Considering the bladder and its neuronal control as a black box, input/output relations can be studied. Unfortunately, only limited techniques are available to obtain quantitative data in human to model input/output relations. One promising tool to obtain new data on the functioning of the bladder muscle and its neuronal control in vivo is urinary bladder smooth muscle electromyography (bladder EMG).

The literature review in Chapter one, on the neuronal innervation of the lower urinary tract and mechanisms that control the micturition cycle, focused on the concepts of four research groups. Their concepts were chosen for closer study because they seemed to be most complete. One uniform representation technique using flow charts was introduced to visualize each concept. The flow charts integrated neuro-anatomical architecture and control mechanisms in three different stages of the micturition cycle: storage, voiding and end of micturition. Using flow charts, neuro-anatomical architecture and elementary control mechanisms were compared.

The results of this literature review were rather disappointing: no complete or generally accepted model was available to describe the principles of micturition control. The central and peripheral nervous structures and connections said to be involved in micturition control were different and sometimes contradictory. This also held for the

control mechanisms which were thought responsible for a coordinated and successful micturition cycle. On some occasions the control mechanisms proposed were in conflict with either neuro-anatomical knowledge, the principles of control theory or both.

An explanation for the differences in the concepts of the four research groups, which are named here by their most prominent worker, might be found in different scientific approaches used. De Groat (De Groat, 1975; De Groat *et al.*, 1979b; De Groat & Steers, 1990) included data from animal experiments to support parts of his description of pathways and their function in human; Bradley (Bradley, 1974; Bradley *et al.*, 1974) employed a functional approach with his "loop-concept"; Blaivas' main article (Blaivas, 1982) was based on a clinical study and Holstege (Holstege, 1989; Holstege & Griffiths, 1990; Griffiths *et al.*, 1990) focused on supraspinal nervous structures and connections.

In Chapter two again the neuronal innervation of the lower urinary tract and mechanisms that control the micturition cycle were discussed. At this point, a complete and detailed review of the central and peripheral nervous structures and connections involved in the control of the lower urinary tract seemed difficult to provide due to the complex biological situation, the limitations of the research tools available and equivocal anatomical nomenclature used in literature. An integrative approach using (neuro-)anatomy, (neuro-)physiology and control theory was chosen to model a state-of-the-art qualitative controller of the lower urinary tract, clearly showing possible gaps in present knowledge.

A neuro-anatomical basis of peripheral pathways, central connections and interconnecting cell groups was described. It was found that not all the nervous structures and connections, involved in the control of the uropoetic system, had been identified as such yet. The linking up between several nervous structures (e.g., the presence of central and peripheral relay stations) was not completely clear. The function of the neuroanatomical organization in micturition control was described, using neurophysiological data and principles of control theory. Some control mechanisms active during the micturition cycle could still not be revealed in detail. Crucial questions on the neuronal innervation of the human uropoetic system and the control

mechanisms active during the micturition cycle remained. Applications of this qualitative control model for mathematical modelling, e.g., neural network simulations, were described. Future research should focus on the white spots in present knowledge.

In Chapter three bladder smooth muscle electromyography as described in the literature over the past 50 years was evaluated. The methods described in literature did not differ on essential points: signals were recorded in living mammals with extracellular electrodes that contacted the bladder directly, while bladder contractions and emptying were evoked. One of the problems with these methods was the separation of very small extracellular signals, reflecting actual membrane potential changes of detrusor smooth muscle cells, from the large electromechanical artefact caused by electrode movement as the tissue contracts. No adequate control experiments were described in these studies to determine to what extent movement of the bladder to the electrode(s) were responsible for the signals recorded. It was concluded that, in future studies with similar set-ups, the discrimination between electrical detrusor activity and signal components from other sources would remain difficult, in spite of appropriate recording equipment and data-analysis, because amplitude, frequency and shape of electrical detrusor activity recorded by these methods were still unknown. Reliable bladder EMG had not been achieved yet.

Based on the problems found, a new strategy on detrusor electromyography was formulated in Chapter three. In an animal set-up with rabbits several unwanted signal sources were excluded beforehand by a cervical dislocation and excision of the heart just prior to the recordings, while bladder contractility remained intact. No contractions of the isovolumetric bladder were evoked by any stimulus. A large area ($\pm 37 \text{ mm} \times 37 \text{ mm}$) of the detrusor muscle was mapped with 240 electrodes (flat circular silver electrodes, $d=0.3 \text{ mm}$ each) that were placed against the serosal bladder surface in six rabbits.

Consistent results in all six animals showed a repetitive spike pattern on multiple electrodes with a repetition frequency of 1.2 Hz. Spikes were triphasic and had a mean duration of 0.47 s (STD=0.15 s, $n=40$) and a mean amplitude of 0.29 mV (STD=0.07 mV, $n=40$). On adjacent electrodes a time shift between the spikes was found, suggesting the propagation of electrical activity across the detrusor surface. The maximum conduction velocity of an arbitrary spike front in the direction of propagation was approximately 30 mm/s. In two animals, slow

waves were found on the edge of the highpass filter setting of 0.7 Hz.

Extensive control experiments were executed to validate the set-up and to interpret the data obtained from the animal experiments. The bladder was still able to contract thirty minutes post mortem. The heart, as a distant signal source, generated a signal that was present on all electrodes and showed no detectable time shift from one electrode to any other. Motion imposed on the electrodes relative to the bladder wall did not reproduce the slow waves and spikes found in the animal experiments. The control experiments supported that the results of the animal experiments showed electrical activity from the detrusor muscle itself. With the experimental set-up described, nearly artefact free detrusor EMG could be recorded. An electromyographic map of a considerable detrusor smooth muscle area could be obtained.

The three dimensional registration of mechanical bladder activity using polystyrene fluorescent spheres in chapter four showed that during spontaneous activity random shortening and elongation occurred simultaneously and separately across the bladder wall for the two principal strains that were distinguished. After extradural stimulation of sacral nerve S2 the principal strains synchronised in time in such a way that both strains represented shortening or both represented elongation. The study indicated that one and the same bladder wall area passed through phases of shortening followed by elongation and vice versa. The applied technique allowed to identify local areas of shortening and elongation in the intact bladder wall *in vivo*.

Recording of the spontaneous bladder EMG in the living rabbit in Chapter five was performed using an isovolumetric bladder without chemical or electric stimulation. Mechanical intervention was the only parameter that was changed, either by lifting the bladder out of the abdomen, or by rapid filling. This induced stretch in the urinary bladder and was reflected in the bladder electromyograms. The spontaneous electromyograms consisted of single spikes and bursts (2-20 spikes) but not of continuous activity. A triphasic spike shape was noted. Small (2-5) spike bursts and large bursts (5-20) were discerned; small bursts did not propagate across electrodes, large bursts did and were able to organise. Spontaneous EMG was both related to contraction and relaxation. Stretch induced electromyograms were characterised by continuous activity on all electrodes. These spikes had an

elongated third phase when compared to the spikes of spontaneous activity. This chapter contained a concept in which the continuous activity was not unequivocally related to muscle shortening. In this concept, the current stress and strain situation of the bladder tissue could explain muscle fiber elongation upon the appearance of electrical activity.

In the addendum to chapter 5, topics were discussed that are related to the unchanged experimental approach several research groups nowadays choose for urinary bladder EMG despite of the problems known for over the past 50 years.

In Chapter six a new method for human bladder electromyography was proposed, keeping in mind the biological and technical limitations as described in Chapter three. No convincing correlation of human bladder EMG to simultaneously measured intravesical pressure had been reported in the literature so far. Aim of Chapter six was to investigate whether bladder EMG could be performed non-invasively with Ag-AgCl surface electrodes that were placed on the abdominal skin of volunteers. Two male and three female healthy volunteers had been recruited. Bipolar electrode signals were obtained in a diagonal, vertical and horizontal direction of the abdominal electrodes. Electromyography was performed simultaneously with urodynamic free flow and pressure flow studies. Recordings were made with both a full and empty bladder at rest and during micturition itself. Control experiments were conducted with a full bladder at rest and comprised coughing, abdominal

straining, contraction of the pelvic floor and the subsequent lifting of each leg.

This new method showed that voiding was accompanied by a slow voltage change in bipolar electrode signals. Slow voltage changes during at least one bladder contraction were found more or less pronounced in all five volunteers. The contribution of abdominal and other striated muscle activity to the bipolar electrode signals could clearly be distinguished from the slow voltage changes that seemed related to voiding. Free flowmetry showed that the electrical activity picked up by the abdominal electrodes was related to bladder emptying. In pressure/flow studies a relation between the electrical activity and the detrusor pressure was found. However, consecutive micturitions in the same volunteer did not always result in similar unequivocal electrode signals.

The present results suggested that the slow voltage changes found during bladder contraction might be summed membrane potential changes of bladder muscle cells, but this concept needs further testing. Validation of the method remains to be established.

In the Discussion, sense and nonsense about urinary bladder EMG was discussed. The idea put forward in 1976 that the real bladder EMG is most clear in a frequency range of 10-40 Hz comes up in most contemporary discussions on bladder EMG. An analysis was conducted that questions this idea in its fundament and it was shown that EMG signals at frequencies below 10 Hz can be identified as such clearly in the rabbit. Finally, effects of Hypnorm® on bladder EMG were demonstrated.

Samenvatting

De inleiding van dit proefschrift geeft aan dat we nog niet helemaal begrijpen hoe de mictiecyclus (de mictiecyclus) precies werkt. In de literatuur wordt een moeilijke biologische situatie geschetst, die duidelijke verschillen in de anatomische perceptie van de werkelijkheid laat zien (zo is er bijvoorbeeld onduidelijkheid over de perifere verbindingen). Daarbij zijn de mogelijkheden tot neuroanatomisch en neurofysiologisch onderzoek bij de mens erg beperkt.

Er kan een groot aantal benaderingen gekozen worden om de mictiecyclus beter te bestuderen. Een mogelijkheid is om de complexe organisatie te beschrijven met behulp van systeem theorie, waarmee een basis gelegd kan worden voor het ontwerp van wiskundige modellen. De basisprincipes van wiskundig modelleren zijn eenvoudig uit te leggen, maar vaak moeilijk uitvoerbaar. Wanneer we de blaas en zijn zenuwbesturing benaderen als een zwarte doos kunnen relaties tussen ingangs- en uitgangssignalen gelegd worden. Helaas beschikt men slechts over een beperkt aantal technieken om zulke ingangs/uitgangsrelaties bij de mens te kwantificeren. Een veelbelovende methode om nieuwe, kwalitatieve en kwantitatieve gegevens over het in vivo functioneren van de blaasspier en zijn zenuwbesturing te verkrijgen is blaas elektromyografie (blaas EMG).

In het literatuuroverzicht van Hoofdstuk een, over de innervatie van de lagere urinewegen en de mechanismen die de mictiecyclus regelen, lag de nadruk op de concepten van vier onderzoeksgroepen. Hun concepten werden uitgekozen voor nadere analyse, omdat ze het meest compleet leken te zijn. In Hoofdstuk een werd een uniforme representatietechniek op basis van stroomdiagrammen geïntroduceerd, waarmee elk concept gevisualiseerd kon worden. In de stroomdiagrammen werd de neuroanatomisch architectuur geïntegreerd met regelmechanismen tijdens drie verschillende fasen in de mictiecyclus, te weten de urine opslag, de mictie en het einde van de mictie. De neuroanatomische architectuur en de elementaire regelmechanismen werden vervolgens met behulp van de stroomdiagrammen met elkaar vergeleken.

De resultaten van dit literatuuroverzicht waren teleurstellend: er bestond geen compleet of algemeen geaccepteerd model dat de sturing van de mictie beschreef. De centrale en perifere zenuw-

structuren en verbindingen, die betrokken zouden zijn bij de sturing van de mictie, bleken verschillend en soms zelfs tegenstrijdig. Dit gold ook voor de regelmechanismen, die volgens de vier concepten voor een gecoördineerd en succesvol verloop van de mictiecyclus verantwoordelijk worden geacht. In een aantal gevallen waren de voorgestelde regelmechanismen in strijd met neuroanatomische kennis, met de basisprincipes van de regeltheorie, of met beiden.

Een verklaring voor de verschillen in de concepten van de vier onderzoeksgroepen, die hier verder genoemd worden naar hun meest bekende deelnemer, ligt mogelijk bij het verschil in wetenschappelijke aanpak en perspectief. De Groot maakte gebruik van dierexperimenten om delen van zijn beschrijving over het verloop van zenuwverbindingen en hun functie bij de mens te onderbouwen; Bradley ging uit van een functionele benadering met zijn 'loop-concept'; het belangrijkste artikel van Blaivas op dit gebied was gebaseerd op een klinische studie en Holstege legde zich met name toe op supraspinale zenuwstructuren en verbindingen.

In Hoofdstuk twee werd opnieuw gekeken naar de innervatie van de lagere urinewegen en de mechanismen die het mictieproces besturen. Het geven van een compleet en gedetailleerd overzicht van de centrale en perifere zenuwstructuren en verbindingen die betrokken zijn bij de besturing van de lagere urinewegen werd met name bemoeilijkt door de lastige biologische situatie, de beperkingen van de beschikbare onderzoekstechnieken en de niet eenduidige nomenclatuur in de literatuur. Er werd gekozen voor een geïntegreerde aanpak, gebruik makende van de (neuro-)anatomie, de (neuro-)fysiologie en de regeltechniek, om te komen tot een state-of-the-art kwalitatieve regelaar voor de lagere urinewegen, waarbij de hiaten in de huidige kennis duidelijk naar voren zouden komen.

Als resultaat werd er een neuroanatomische basis van perifere zenuwverbindingen, centrale verbindingen en aan elkaar gerelateerde celgroepen gegeven. Naar voren kwam dat niet alle zenuwstructuren en verbindingen die betrokken zijn bij de besturing van het uropoëtisch systeem als zodanig konden worden geïdentificeerd. De verbindingen tussen diverse zenuwstructuren, bijvoorbeeld waar het gaat om de aanwezigheid van centrale en perifere tussenstations, bleken niet helemaal

duidelijk. De functie van de neuroanatomische organisatie in de mictiebesturing werd beschreven, gebruik makend van neurofysiologische gevens en van principes uit de regeltechniek. Enkele regelmechanismen die geactiveerd worden tijdens de mictiecyclus konden nog steeds niet tot in detail worden ontrafeld. Belangrijke vragen over de zenuwinnervatie van het menselijke uropoëtische systeem en de regelmechanismen die actief zijn tijdens de mictiecyclus bleven onbeantwoord. Mogelijke toepassingen van dit kwalitatieve model voor wiskundige modellering, bijvoorbeeld voor neurale netwerk simulaties, werden beschreven. Toekomstig onderzoek zou zich moeten richten op de hiaten in onze kennis.

In Hoofdstuk drie werd de gladde blaasspier elektromyografie zoals deze in de laatste vijftig jaar in de literatuur is beschreven, nader geëvalueerd. De meetmethoden die in de literatuur werden beschreven verschilden op een aantal belangrijke punten nauwelijks van elkaar: signalen werden gemeten in levende zoogdieren met behulp van extracellulaire elektroden die direct contact maakten met de blaaswand, terwijl blaascontracties en lediging werden opgewekt. Een van de problemen daarbij bleek het onderscheid tussen de erg kleine extracellulaire signalen, die veroorzaakt worden door verandering in de membraanpotential van de gladde detrusor spiercellen, en de grote electro-mechanische artefacten die veroorzaakt worden door bewegingen van de elektrode langs de blaaswand tijdens spiercontractie. In deze studies werden geen afdoende controle experimenten beschreven waarmee de bijdrage van blaasbewegingen ten opzichte van de elektrode aan de gemeten signalen bepaald zou kunnen worden. Geconcludeerd werd, dat bij toekomstige studies met een vergelijkbare proefopzet het onderscheid tussen elektrische detrusor activiteit en signaal componenten van andere origine moeilijk te maken zou zijn, omdat de amplitude, frequentie en de vorm van de elektrische activiteit zoals gemeten met deze methoden nog steeds onbekend waren. Betrouwbaar blaas EMG was nog niet gerealiseerd.

Gebaseerd op deze problemen werd er in Hoofdstuk drie een nieuwe strategie voor detrusor elektromyografie geformuleerd. In een dierexperimentele opzet met konijnen werden verscheidene ongewenste signaalbronnen bij voorbaat uitgeschakeld door een cervicale dislocatie en excisie van het hart kort voor de metingen uit te voeren, terwijl de contractiliteit van de blaas behouden bleef. Er werden geen contracties van de isovolumetrische blaas opgewekt door welke stimulus dan ook. De elektrische activiteit over een

aanzienlijk gebied van de blaasspier (ongeveer 37 mm bij 37 mm) werd in kaart gebracht door 240 meetelektroden (platte, cirkelvormige elektroden, $d=0.3$ mm elk) tegen de serosale blaaswand te plaatsen.

Consistente resultaten in alle zes dieren lieten een repeterend potentiaal patroon zien op meerdere elektroden met een repeteer frequentie van 1.2 Hz. De potentialen waren trifasisch in hun verschijning en hadden een gemiddelde duur van 0.47 s (STD=0.15 s, $n=40$) en een gemiddelde amplitude van 0.29 mV (STD=0.07 mV, $n=40$). Op aangrenzende elektroden werd een tijdsverschuiving tussen de potentialen geconstateerd, hetgeen een propagatie van elektrische activiteit over het blaasoppervlak suggereerde. De maximale geleidingssnelheid van een willekeurig potentiaal-front in de richting van propagatie bedroeg ongeveer 30 mm/s. In twee beesten werden trage golfpotentialen gevonden op de rand van het hoogdoorlaatfilter, dat zijn -3 dB punt bij 0.7 Hz had. Uitvoerige controle experimenten werden uitgevoerd om de proefopzet te valideren en de meetgegevens van de dierexperimenten te interpreteren. De blaas was ook na dertig minuten post mortem nog tot contracties in staat. Het hart, als afgelegen signaalbron, genereerde een signaal dat zich op alle elektroden tegelijkertijd manifesteerde en waarbij geen tijdsverschuiving over de elektroden te constateren viel. Opgelegde beweging van de elektroden ten opzichte van de blaaswand resulteerde niet in de potentialen die tijdens de dierexperimenten gevonden werden. De controle experimenten bevestigden dat de resultaten van de dierexperimenten daadwerkelijk elektrische activiteit van de blaasspier zelf lieten zien. Met de beschreven proefopzet konden vrijwel artefact vrije detrusor elektromyogrammen verkregen worden. Een elektromyografische afbeelding van een aanzienlijk detrusor areaal kon worden verkregen.

De drie dimensionale registratie van mechanische blaas activiteit in Hoofdstuk vier met behulp van polystyreen fluoriseerende bolletjes liet zien dat tijdens spontane activiteit willekeurige verkortingen en verlengingen samen en afzonderlijk verspreid over de blaaswand voorkwamen voor de twee onderscheiden hoofdrekken. Bij extradurale elektrische stimulatie van de sacrale zenuw S2 trad er synchronisatie op tussen de twee hoofdrekken, zodanig dat beide hoofdrekken tegelijkertijd of verkorting, danwel verlenging lieten zien. Deze studie gaf aan dat een en hetzelfde gebied op de blaaswand een fase van verkorting gevolgd door een fase van verlenging en vice versa kon ondergaan. De toegepaste methode maakte het

mogelijk lokale gebieden van verkorting en verlenging op de intacte blaaswand in vivo te herkennen.

De registratie van spontane blaas elektromyogrammen in het levende konijn in Hoofdstuk vijf werd uitgevoerd met een isovolumetrische urineblaas zonder enige chemische of elektrische stimulatie toe te passen. Mechanische manipulatie was de enige parameter die met opzet gevarieerd werd, hetzij door de blaas uit het abdomen op de meetelektrode te tillen, dan wel door de blaas snel te vullen. Dit induceerde rek van de urineblaas, hetgeen zichtbaar was in het blaas EMG. De spontane blaas elektromyogrammen waren opgebouwd uit enkele potentialen en potentiaalsalvo's (2-20 potentialen), maar niet uit continue activiteit. Een trifasische potentiaal vorm werd geconstateerd. Korte (2-5) potentiaalsalvo's en lange salvo's (5-20) konden worden onderscheiden; korte salvo's propageerden niet over de elektroden, lange salvo's propageerden wel en konden zich organiseren in specifieke patronen. Spontaan blaas EMG was gerelateerd aan zowel contractie als relaxatie. Rek geïnduceerde elektromyogrammen werden gekarakteriseerd door continue potentiaal activiteit op alle elektroden. Deze potentialen hadden een verlengde derde fase in vergelijking tot de potentialen van de spontane activiteit. Dit hoofdstuk bevatte een concept waarmee de continue activiteit niet enkel aan spier verkorting gerelateerd werd. In dit concept waren de momentele spannings- en reksituatie van het blaasweefsel bepalend voor de uiteindelijke spiervezelverlenging bij het opkomen van elektrische activiteit.

In het addendum bij Hoofdstuk vijf werden onderwerpen bediscussieerd die betrekking hebben op de onveranderde, traditionele proefopzet waarmee verschillende onderzoeksgroepen tot op heden elektromyografie van de urineblaas bedrijven, ondanks de gemelde problemen uit de literatuur met betrekking tot deze traditionele opzet.

In Hoofdstuk zes werd een nieuwe meetmethode geïntroduceerd voor humane blaaselektromyografie, rekening houdende tijdens het ontwerpen met de biologische en technische beperkingen zoals die in Hoofdstuk drie beschreven zijn. Tot op dat moment was in de literatuur geen overtuigend verband aangetoond tussen het humane blaas EMG en de simultaan gemeten intravesicale druk. Het doel van Hoofdstuk zes was om te onderzoeken of blaas

EMG niet-invasief kon worden uitgevoerd met Ag-AgCl oppervlakte elektroden, vastgelijmd op de abdominale huid van vrijwilligers. Twee mannelijke en drie vrouwelijke gezonde vrijwilligers werden gerekruteerd. Bipolaire elektrodesignalen werden verkregen in diagonale, verticale en horizontale richting van de abdominaal aangebrachte elektroden. Electromyografie werd simultaan uitgevoerd met een vrije urinestroom en druk/urinestroom metingen. Registraties werden uitgevoerd bij een volle en lege blaas in rust en tijdens de mictie zelf. Controle metingen met een volle blaas in rust omvatten: hoesten, aanspanning van abdominale spieren en van de bekkenbodem en het achtereenvolgens afzonderlijk optillen van elk been.

Deze methode liet zien dat mictie samenging met een langzame potentiaal verandering in bipolaire signaalafleidingen. Zulk een langzame potentiaal verandering was in alle vijf vrijwilligers bij tenminste een mictiecontractie meer of minder uitgesproken aanwezig. De bijdrage van abdominale en andere dwarsgestreepte musculatuur aan de bipolaire elektrode afleidingen kon makkelijk worden onderscheiden van de langzame potentiaal veranderingen die klaarblijkelijk aan de mictie gerelateerd waren. Vrije urinestroom metingen lieten zien dat de elektrische activiteit gemeten door de abdominale elektroden gerelateerd waren aan blaaslediging. In druk/urinestroom metingen kon een verband worden herkend tussen elektrische activiteit en de blaasdruk. Echter, achtereenvolgende micties van eenzelfde vrijwilliger resulteerden niet elke keer in dezelfde eenduidige elektrode signalen.

De gepresenteerde resultaten suggereerden dat de langzame potentiaalveranderingen die tijdens blaascontractie optreden een sommatie van membraan potentiaal veranderingen van gladde blaasspiercellen zouden kunnen zijn, maar dit concept behoeft verdere bewijsvoering. Validatie van deze meetmethode dient nog te worden gerealiseerd.

In de Discussie werd vooral ingegaan op een idee uit 1976, dat in de meeste hedendaagse discussies over blaas EMG wel weer naar voren wordt gebracht, namelijk dat het 'echte' blaas EMG het meest duidelijk tot uiting komt in een frequentie bereik van 10 tot 40 Hz. In een grondige analyse werd deze misvatting weerlegd en aangegeven dat het zwaartepunt van het EMG signaal in het konijn onder de 10 Hz ligt en als zodanig duidelijk herkenbaar is. Tot slot werden effecten van Hypnorm® op het blaas EMG gedemonstreerd.